

12. 3. 2004

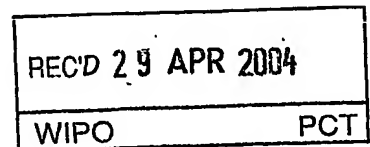
日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application: 2003年 3月14日

出 願 番 号
Application Number: 特願2003-069530
[ST. 10/C]: [J.P. 2003-069530]



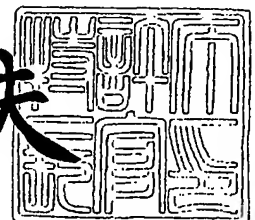
出 願 人
Applicant(s): 株式会社日立メディコ

PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

2004年 4月14日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今 井 康 夫



【書類名】 特許願

【整理番号】 02093

【提出日】 平成15年 3月14日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 5/055

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内

 【氏名】 阿部 貴之

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内

 【氏名】 高橋 哲彦

【特許出願人】

 【識別番号】 000153498

 【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号

 【氏名又は名称】 株式会社日立メディコ

 【代表者】 猪俣 博

【手数料の表示】

 【予納台帳番号】 008383

 【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

 【物件名】 明細書 1

 【物件名】 図面 1

 【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体の置かれる空間に静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記空間にスライス方向、位相エンコード方向及び読み出し方向の各傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段と、前記被検体の生体組織の原子核に核磁気共鳴を起こさせるために高周波磁場を照射する送信系と、前記核磁気共鳴により放出されるエコー信号を検出する受信系と、前記傾斜磁場発生手段、送信系及び受信系を制御する制御系と、受信系で検出したエコー信号を用いて画像再構成演算を行う信号処理系と、得られた画像を表示する手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置において、

前記制御系は、計測空間（以下 k 空間）において、ダイナミック画像計測を実行し、この際、前記信号処理系は各時刻における計測データ信号値の k 空間原点をそれぞれ抽出し、該信号値がある閾値に達した時間の k 空間原点を含む時間のデータセットを自動抽出する手段を設けたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】 前記ダイナミック画像計測は、3次元 k 空間内のスライスエンコード方向（ k_z ）一位相エンコード方向（ k_y ）で規定される面で複数に分割し、分割された各グループにおいて、同一グループの計測データを時相間で共有する 3次元ダイナミック計測で、この際、前記信号処理系は各時刻における計測データ信号値の k 空間原点をそれぞれ抽出し、該信号値がある閾値に達した時間の k 空間原点を含むグループと前記原点を含むグループに時間的に近接するその他のグループによる 3次元データセットを自動抽出する手段を設けたことを特徴とする請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 3】 前記 3次元データセット自動抽出において、前記閾値より抽出した 3次元データセットとその前後幾つかの 3次元データを抽出可能としたことを特徴とする請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】 前記 3次元ダイナミック画像計測は造影剤を用いて血流の動態変化を観察するダイナミック造影 MRA 計測であることを特徴とする請求項 1

記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項5】 前記ダイナミック造影MRA計測において動脈相を自動抽出することを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、核磁気共鳴（以下「NMR」と略記する）現象を利用して被検体の所望部位の断層画像を得る磁気共鳴イメージング装置に関し、特に造影剤を用いて血管系を描出する際に造影剤を含む血流動態の経時的画像を描出することが可能な磁気共鳴イメージング装置に関するものである。

【0002】

【従来技術】

磁気共鳴イメージング装置は、NMR現象を利用して被検体中の所望の検査部位における原子核スピン（以下単にスピンと称す）の密度分布、緩和時間分布等を計測して、その計測データから被検体の任意の断面を画像表示するものである。そして、従来の磁気共鳴イメージング装置では、血流を描画するMRアンジオグラフィ（以下MRAと略す）という撮像機能を有している。このMRA撮像機能には造影剤を使用しない方法と造影剤を使用する方法がある。造影剤を使用しないMRA手法としては、スライス面への流入効果を用いたタイムオブフライト（Time-of-flight:TOF）法、血流による位相拡散の有無を用いて差分を行なうフェイズセンシティブ（Phase-sensitive:PS）法、血流による位相拡散の極性を反転し、差分を行なうフェイズコントラスト（Phase-contrast:PC）法、の3種類の方法が主に用いられている。これらの方法については、[非特許文献1～5]を参照。

【0003】

【非特許文献1】

Magnetic Resonance Imaging. Stark DD et al. edited, The C.V.Mosby Company, pp108～137, 1988

【非特許文献2】

Cerebral MR Angioimaging（脳血管磁気共鳴画像法）の研究—第1報—（福井

啓二 他、CT研究10(2)1988年)、第133頁から第142頁

【非特許文献 3】

Magnetic resonance angiography. Dumoulin CL, et al. Radiology 161:pp717~720, 1986

【非特許文献 4】

Simultaneous acquisition of Phase-contrast angiograms and stationary-tissue images with Hadamard encoding of flow-induced phase shifts. Dumoulin CL, et al. J Magnetic Resonance Imaging 1:pp399~404, 1991

【非特許文献 5】

Encoding strategies for three-direction phase-contrast MR imaging. Dumoulin CL, et al. J Magnetic Resonance Imaging 1:pp405~413, 1991

【0004】

一方、造影剤を用いる方法としてはGd-DTPAなどのT1短縮型の造影剤とグラジェントエコー系の短いTRのシーケンスを組み合わせる方法が一般的である。本方法の原理について簡単に説明する。磁気共鳴イメージング装置においては、同一の領域に対して、高周波磁場による励起を、短時間例えば数ms~数10msで連続的に行なった場合、当該領域の組織に含まれるスピンは飽和状態となり、得られるエコー信号は低いものとなる。これに対して、T1短縮型の造影剤を含む血流スピンは周囲組織より短いT1を有しているために、同じTRでも飽和が起こりにくく、相対的に他の組織より高信号を発する。従って造影剤を含む血液に満たされた血管腔内は他組織に対し高コントラストで描出されることになる。これを利用して、造影剤が血管内にとどまっている間に血管を含むVolumeのデータ（具体的には3次元）の計測を行ない、得られた3次元画像に対して後述する投影処理を行なえば、2次元の投影像として血流の描画が可能となる。

【0005】

造影MRAに用いられる撮像シーケンスとしては3次元のグラジェントエコー法を基本とするシーケンスが用いられる。血流を撮像対象とするためGradient Moment Nullingを用いたフローコンペンセーションを付加する場合もあるが必須

要件ではなく、TR/TE短縮のため単純なグラジエントエコーとする場合が多い。

【0006】

上記の様に、造影剤を含む血液は高信号で描出可能だが、細い血管の描出の際には血管以外の組織とのコントラストを十分に得られない場合が多く、造影前後の画像間で差分処理を行なって、血管以外の組織を除去する方法が用いられ、3D MR-DSA(Digital Subtraction Angiography)などと呼ばれる。またよく知られるように、生体内の血液循環システムでは心臓から駆出した血液は動脈から各組織を巡り静脈へ戻って心臓→肺へと循環する。従って、肘静脈から造影剤を注入後、心臓を通して拍出された血液は、最初に動脈系を造影し、毛細血管を介して次に静脈系が描出される。病態の臨床診断においては、動脈系のみならず、静脈系の描出も必要な場合があり、造影MRAの計測を複数のPhaseに亘って連続的に撮像を行なうことが望ましい場合もある。こうした撮像法をDynamic MRAと呼ぶ。Dynamic MRAにおいては病態の診断精度を向上する上で、時間分解能が重要なパラメータとなる。すなわちより短時間間隔で1回の撮像を終了して各時刻の画像を表示することが要求される訳だが、MR計測においては1回の撮像に繰り返し時間TRと位相エンコードステップ数の積が撮像時間となり、3次元計測の場合はさらにこれにスライスエンコード数を乗じた時間を必要とする。ここで単純に位相エンコード数やスライスエンコード数を減じれば撮像時間を短くすることは可能だが、これにより空間分解能及び信号雑音比(S/N)が低下する。空間分解能またはS/Nを犠牲にして時間分解能を向上することは診断能の向上に繋がらないため、MistllettaらはUSP 5,713,358およびUSP 5,830,143において同一の計測データをPhase間で共有する方法を採用し、実質的に1回当たりの撮像時間を短縮する方法を考案している。上述した各種造影MRAの詳細については[非特許文献5]に詳しく、特にDynamic MRAについては[非特許文献5]のP16~P19に詳しく記載されている。

【0007】

【非特許文献6】

3D Contrast MR Angiography 2nd edition. Prince MR, Grist TM and Debatin JF, Springer, P3~P39, 1988

【0008】

次に、血管投影手法について説明する。上記血流イメージング手法のいずれを用いても、三次元の血管データを取得することができる。勿論二次元データの取得も可能であるが、三次元データの取得により広範囲でかつ高分解能の情報を得ることができる。得られた三次元データセットは、血管をそれぞれ部分的に含む多数枚の二次元画像の集合であり、各々二次元画像は薄いスライスデータである。このため、一本の血管が幾つかのスライスに別れて映像化されており、このままでは血管の走行や形状を把握するのは困難である。そこで、これらの三次元データから以下に述べる投影手法を用いて、X線血管造影像やDSA(Digital Subtraction Angiography)と同様の投影血管像を作成する方法が用いられている。MRアンジオグラフィでは、三次元データセットを得ているために、後処理によって見る方向を変えて投影像を作成できるが、X線血管造影法で得られるのは二次元の投影画像一枚である。得られているものが三次元データであるので、投影の方向は如何なるものであっても良い。一般的には、冠状断、矢状断、軸横断の方向に投影するが、血管の前後関係等奥行き知覚を得るには、ある軸を中心とした回転、たとえば $\pm 45^\circ$ 程度角度のついた投影から、 $5^\circ \sim 10^\circ$ おきに投影像を作成し、それらを動画像として表示すると、血管の構造を認識するのが容易である。さて、投影像を作成する際、ある視点から三次元のデータを投影するのにray tracing(光線軌跡法)を用いる。視点から投影面までに1つの光軸を設けたとき、その光軸上にある血管の候補は、背景となるノイズよりも信号値が高いとみなせる。したがって、ある光軸上にある信号値の最大のものは、血管である可能性が非常に高い。そこで、この最大値のみで1枚の投影像を作成すれば血管像が得られることは容易に推察できる。この方法は最大値投影法(以下、MIP: Maximum Intensity Projection)と呼ばれ、最も多用されている手法である。この他にSurface RenderingやVolume Renderingといった3次元表示手法を用いても立体把握は可能であり、最大値投影法より位置関係が明瞭となるため、処理に用いた画像のS/Nが高い場合には効果的な方法となる。一方最大値投影法は、投影線上の画素値を加算する方法に比べノイズの影響を受けにくいという特徴がある。いずれにしても、これらの投影手法を用いて複数の方向からの画像を作成す

ば、人体血管を立体的に観察できる。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、上記3次元Dynamic MRAでは、1回当たりの撮像時間を短縮して複数の時相を撮像することにより、3次元の時系列データを得ることができるため有効な方法であるが、取得データ数(時相数)が多く、これらの3次元データから診断に必要とする動脈相(動脈が主として描出されている時相)を構成する3次元データのみを抽出する操作は煩雑で、撮像後、瞬時に動脈相のMIP像の作成及びレビュー(診断)ができないという問題点があった。

【0010】

そこで本発明は、上記Dynamic MRAにおいて、撮像後、簡易に(または瞬時に)、目的とする時相(動脈相)を自動抽出し、MIP像の作成を可能とするMRI装置を提供することを目的とする。

【0011】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成する本発明は、Dynamic MRAにおいて、各時刻のk空間原点の信号値を抽出し、該信号値の経時グラフにおいて、閾値に達した時間のk空間原点を含むグループとこの原点を含むグループに時間的に近接するその他のグループを自動抽出し、再構成及びMIP像を作成することで、目的とする動脈相を簡易にレビューできるようにしたものである。

【0012】

即ち、本発明のMRI装置は、被検体の置かれる空間に静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記空間に傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段と、前記被検体の生体組織の分子に核磁気共鳴を起こさせるために高周波磁場を照射する送信系と、前記核磁気共鳴により放出されるエコー信号を検出する受信系と、前記傾斜磁場発生手段、送信系及び受信系を制御する制御系と、前記受信系で検出したエコー信号を用いて画像を再構成し表示させる画像再構成手段とを備えたMRI装置において、前記制御系は、3次元k空間内スライスエンコード方向(kz)-位相エンコード方向(ky)で規定される面で排他的に複数に分割し、分割された各グループ

において、同一グループの計測データを時相間で共有する3次元ダイナミック計測を実行し、この際、前記信号処理系及び表示系は各時刻における計測データ信号値のk空間原点をそれぞれ抽出し該信号値の経時変化をグラフ出力する手段と前記グラフよりある閾値に達した時間のk空間原点を含むグループと前記原点を含むグループに時間的に近接するその他のグループを自動抽出する手段を設けたことを特徴とする。

これにより、撮像後、得られた複数の時系列3次元データから簡易に（瞬時に）、目的とする動脈相を抽出し、レビューできる。

【0013】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施例を添付図面に基づいて詳細に説明する。

図2は本発明による磁気共鳴イメージング装置の全体構成を示すブロック図である。この磁気共鳴イメージング装置は、核磁気共鳴（NMR）現象を利用して被検体の断層像を得るもので、図2に示すように、静磁場発生磁石2と、磁場勾配発生系3と、送信系5と、受信系6と、信号処理系7と、シーケンサ4と、中央処理装置（CPU）8とを備えて成る。上記静磁場発生磁石2は、被検体1の周りにその体軸方向または体軸と直交する方向に均一な静磁場を発生させるもので、上記被検体1の周りのある広がりをもった空間に永久磁石方式または常電導方式あるいは超電導方式の磁場発生手段が配置されている。磁場勾配発生系3は、X、Y、Zの三軸方向に巻かれた傾斜磁場コイル9と、それぞれの傾斜磁場コイルを駆動する傾斜磁場電源10とから成り、後述のシーケンサ7からの命令に従ってそれぞれのコイルの傾斜磁場電源10を駆動することにより、X、Y、Zの三軸方向の傾斜磁場 G_x 、 G_y 、 G_z を被検体1に印加するようになっている。この傾斜磁場の加え方により被検体1に対するスライス面を設定することができる。シーケンサ4は、上記被検体1の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせる高周波磁場パルスのある所定のパルスシーケンスで繰り返し印加するもので、CPU8の制御で動作し、被検体1の断層像のデータ収集に必要な種々の命令を、送信系5及び磁場勾配発生系3並びに受信系6に送るようになっている。送信系5は、上記シーケンサ4から送り出される高周波パルスにより被検体1の生体組織を構成する原子の原子核に

核磁気共鳴を起こさせるために高周波磁場を照射するもので、高周波発振器11と変調器12と高周波増幅器13と送信側の高周波コイル14aとから成り、上記高周波発振器11から出力された高周波パルスシーケンス7の命令にしたがって変調器12で振幅変調し、この振幅変調された高周波パルスを高周波増幅器13で増幅した後に被検体1に近接して配置された高周波コイル14aに供給することにより、電磁波が上記被検体1に照射されるようになっている。受信系6は、被検体1の生体組織における原子核の核磁気共鳴により放出されるエコー信号（NMR信号）を検出するもので、受信側の高周波コイル14bと増幅器15と直交位相検波器16と、A/D変換器17とから成り、上記送信側の高周波コイル14aから照射された電磁波による被検体1の応答の電磁波（NMR信号）は被検体1に近接して配置された高周波コイル14bで検出され、増幅器15及び直交位相検波器16を介してA/D変換器17に入力してデジタル量に変換され、さらにシーケンス4からの命令によるタイミングで直交位相検波器16によりサンプリングされた二系列の収集データとされ、その信号が信号処理系7に送られるようになっている。この信号処理系7は、CPU8と、磁気ディスク18及び磁気テープ19等の記録装置と、CRT等のディスプレイ20とから成り、上記CPU8でフーリエ変換、補正係数計算像再構成等の処理を行い、任意断面の信号強度分布あるいは複数の信号に適切な演算を行って得られた分布を画像化してディスプレイ20に断層像として表示するようになっている。なお、図2において、送信側及び受信側の高周波コイル14a、14bと傾斜磁場コイル9は、被検体1の周りの空間に配置された静磁場発生磁石2の磁場空間内に設置されている。

【0014】

次に本発明のMRI装置では、パルスシーケンスとして、血流撮像のためのパルスシーケンス、具体的には繰り返し時間TRが短いグラディエントエコー系パルスシーケンスが含まれている。これらのパルスシーケンスは、プログラムとして、CPU8内に組込まれている。

【0015】

次にこのような構成のMRI装置を用いた血管撮像法を3次元計測の場合について説明する。図1はダイナミック計測における動脈相抽出の一実施形態を示す図、

図3は、その手順を示すフロー図、図4は3次元計測に採用される一般的なグラディエントエコー系のパルスシーケンスを示す図である。

【0016】

まず、3次元計測を開始し、任意の時間から造影剤を被検体の所定血管、例えば肘静脈から注入し、3次元ダイナミックMRA計測を開始する。

【0017】

使用するシーケンスは、図4に示すような公知のグラディエントエコー系のパルスシーケンスである。簡単に説明すると、まずRFパルス301を照射すると同時に領域を選択する傾斜磁場302を印加して目的血管を含む領域を励起する。次に、スライス方向及び位相エンコード方向の傾斜磁場303、304を印加し、さらに読み出し傾斜磁場305を印加して、エコー信号を一定のサンプリング時間計測する。RFパルス照射301から次のRFパルス照射までの過程を短TR、例えば、数ms～数10msの繰り返し時間で繰り返し、位相エンコードの異なるエコー信号を計測する。

【0018】

例えば、スライス方向のエンコード数を N_s 、位相方向のエンコード数を N_p とすると、通常、 $N_s \times N_p$ の繰り返しで目的血管を含む領域についての3次元データが得られる。ダイナミック計測では、このような3次元データを得る計測を繰り返し、図1(a)、図1(b)に示すような時系列データを得る。スライスエンコード数 N_s 及び位相エンコード数 N_p がそれぞれ多いほど、得られる画像の空間分解能は良好となるが、計測時間は長くなる。本実施形態では、位相エンコード方向(k_y)とスライスエンコード方向(k_z)で規定される面 k_y - k_z 原点を含むグループとそれ以外のグループに分ける。この際に原点を含まないグループを2～4分割してもよい。計測は原点を含むグループを、原点を含まないグループに比べて高頻度で更新計測する。

【0019】

3次元データのセットが得られるごとに、フーリエ変換により3次元画像を得る。一方、このような画像形成とは別に、連続して計測される時系列の3次元データについて信号値を抽出する処理を行う。具体的には、 k 空間原点の信号を抽出

信号値とする。或いは $k_z=0$, $k_y=0$ のデータを読み出し方向に積算した値を抽出信号値とする。即ち、図4のパルスシーケンスでスライス傾斜磁場303及び位相エンコード傾斜磁場304がゼロのときに計測したエコー信号の信号値か、これを読み出し方向にフーリエ変換した後の信号値（積算値）を抽出する。 k 空間の原点のデータは、3次元データから得られる画像のコントラスト情報を最も多く有するデータであり、このデータの信号強度の変化は、造影剤によって強められる信号強度の変化を示す指標となる。抽出信号値は、ダイナミック計測において、原点のエコー信号が計測される毎に求められ、その時間的变化を図1(c)に示すようなグラフとしてディスプレイに表示する。

【0020】

こうして求められる信号強度変化（Time-Intensity-Curve）は、生データの信号値またはこれを読み出し方向にフーリエ変換したものを時間軸に対しプロットしたものであるので、撮像後時間遅れなく表示することもできる。

【0021】

このグラフにおいて、信号値が所定の閾値 α_1 に達した時間を動脈相とみなし、その時間に計測された原点を含むグループとこの原点を含むグループに近接するその他の3次元 k 空間を構成するグループを自動抽出し、フーリエ変換により3次元画像データを得、さらに投影処理を行うことで、図1(c)に示すように、撮像後簡易に（瞬時に）、複数の時相データから目的とする動脈相の血管像をディスプレイに表示する。投影処理は、例えば、光軸上にある信号値の最大のものを血管とみなすMIP処理等の公知の投影法を採用して行う。

【0022】

このように本実施形態によれば、ダイナミック計測による連続撮像と平行して信号値を求め表示すると共に、所定の閾値 α_1 に達した時間を基に自動抽出した3次元データをフーリエ変換し、投影処理を行い、ディスプレイに表示することで、撮像後簡易に（瞬時に）目的とする動脈相の血管像をレビュー可能となる。

【0023】

【発明の効果】

本発明によれば、ダイナミック計測によって計測される時系列データから順次

信号値を抽出し、その時間変化を時系列画像とともに表示することにより、造影剤を用いたMRAにおいて、複数の時相の3次元データから目的とする動脈相のデータを抽出し、画像表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

(a)は本発明の実施形態における信号抽出例と動脈相抽出例の説明図、(b)は計測空間の1例を示す説明図、(c)はディスプレイ表示の1例を示す説明図。

【図2】

本発明及び従来の核磁気共鳴イメージング装置の全体構成を示すブロック図。

【図3】

本発明の実施形態のフローによる説明図。

【図4】

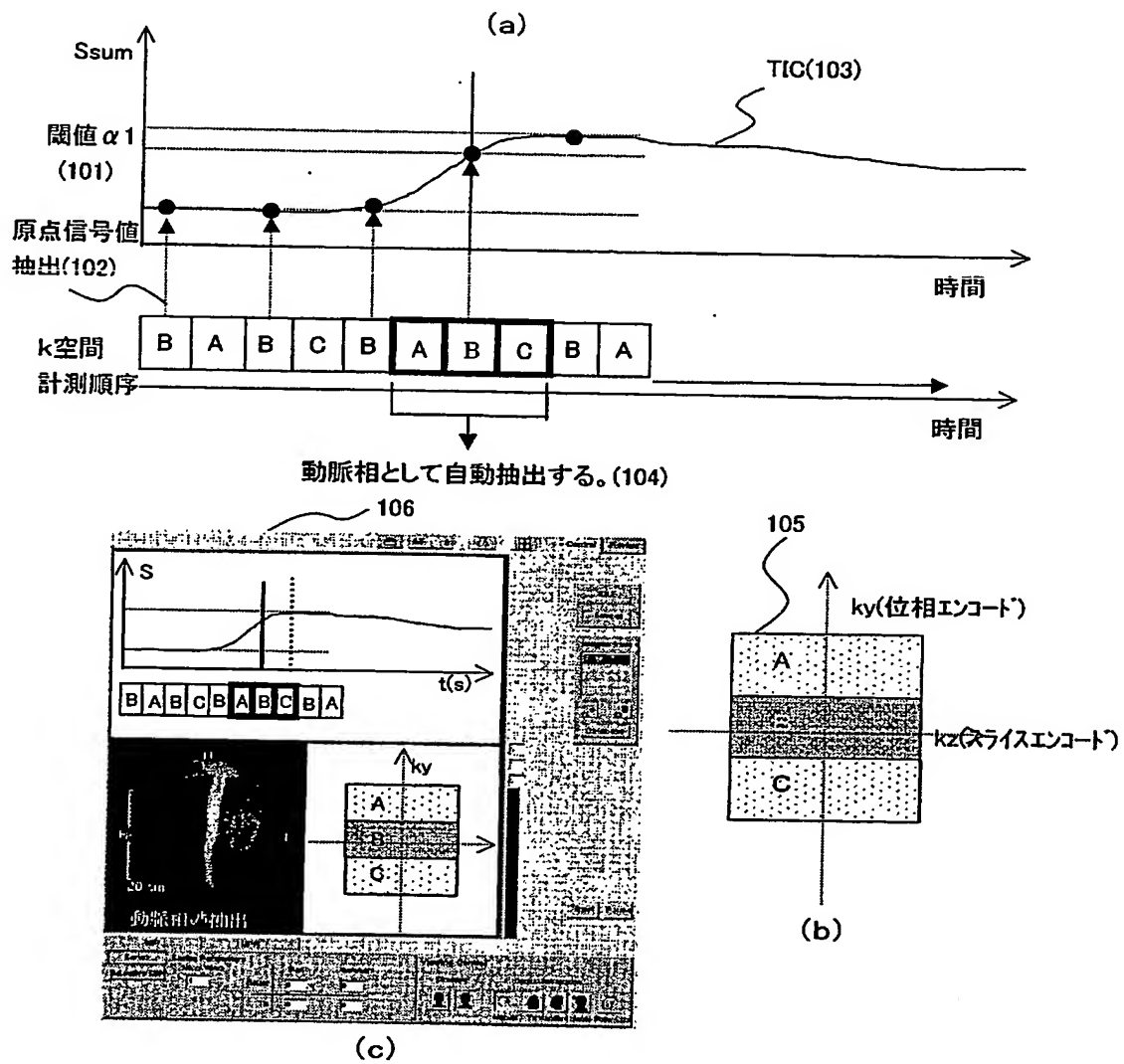
本発明で用いるシーケンス図。

【符号の説明】

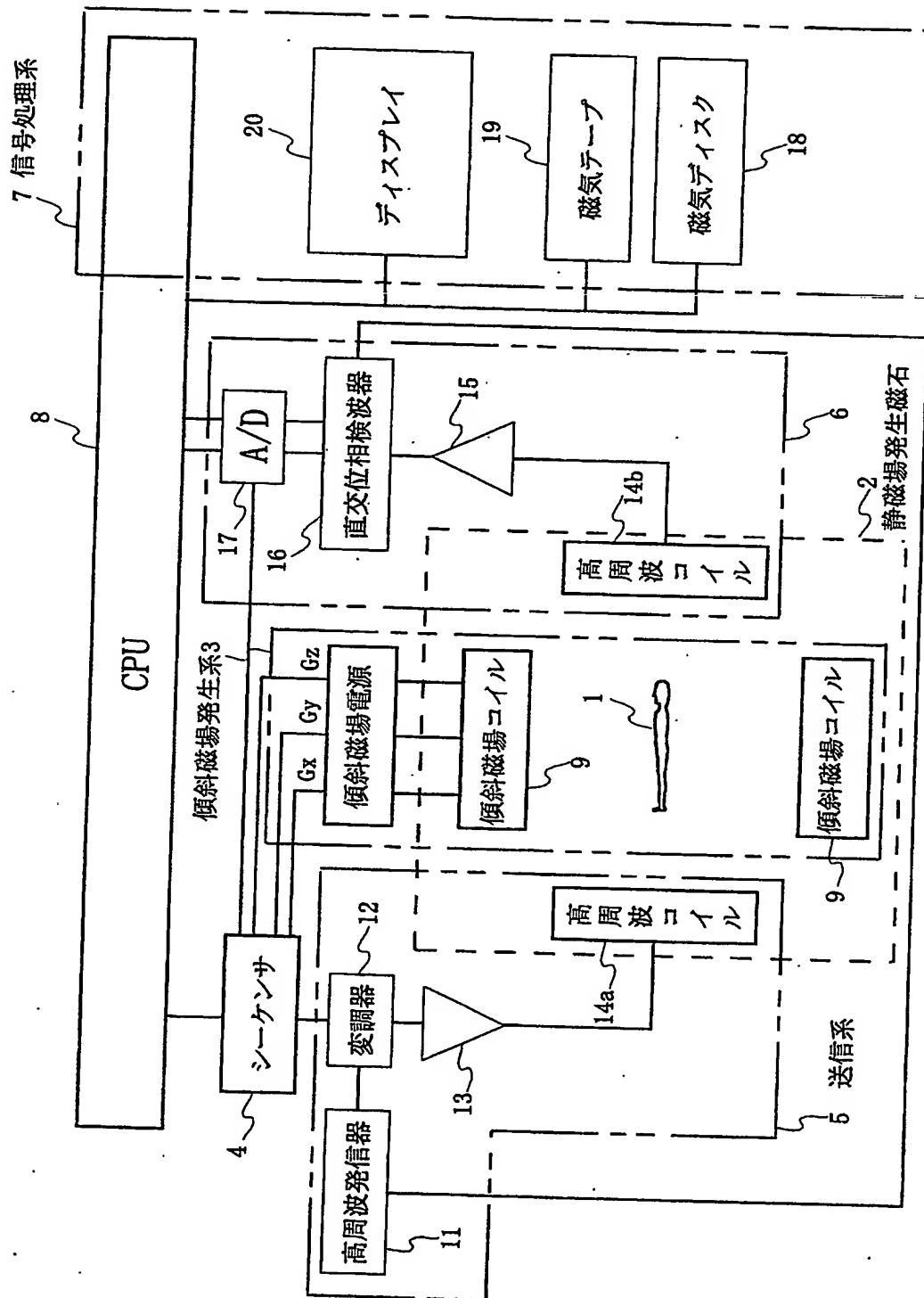
1…被検体、2…磁場発生装置、3…磁場勾配発生系、4…送信系、5…受信系、6…信号処理系、7…シーケンサ、8…CPU、9…傾斜磁場コイル、10…傾斜磁場電源、14a…送信側の高周波コイル、14b…受信側の高周波コイル

【書類名】 図面

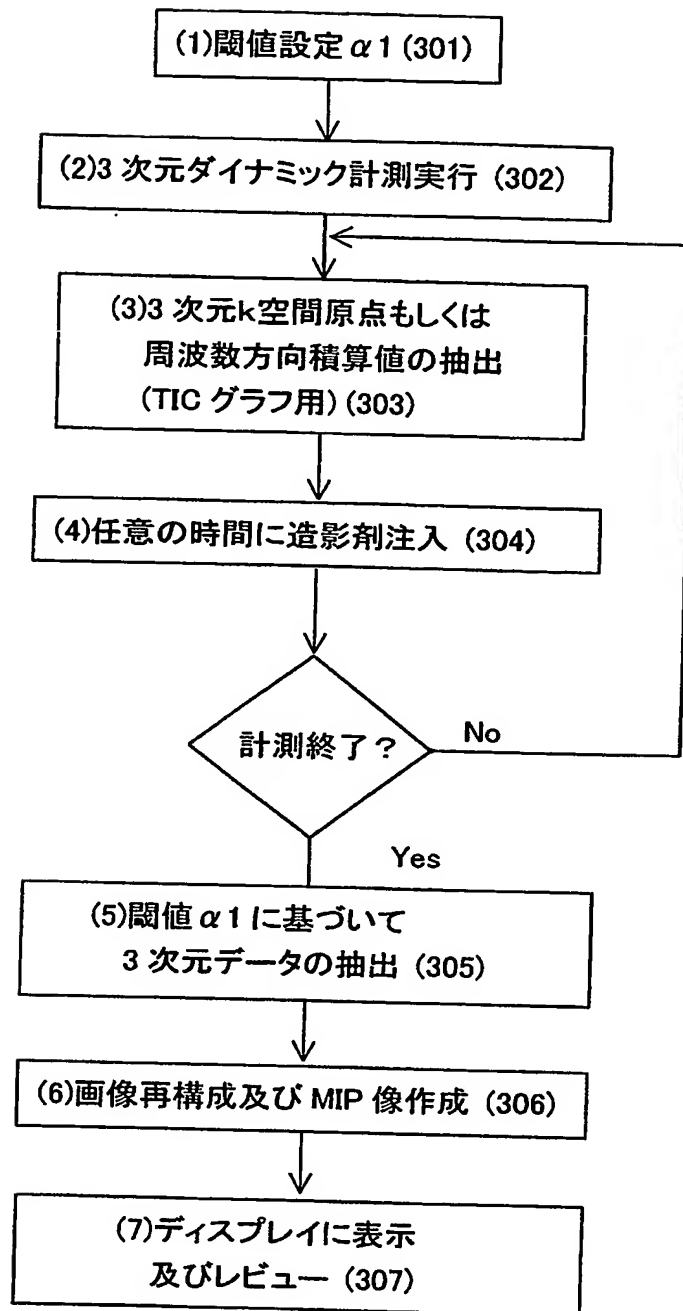
【図 1】



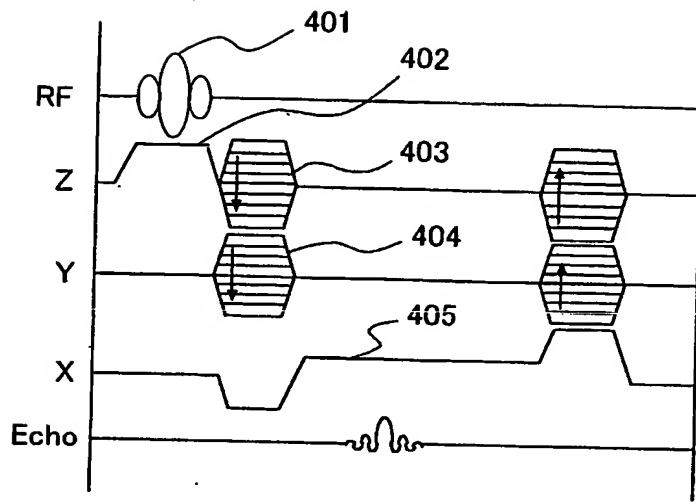
【図 2】



【図 3】



【図 4】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 造影剤を用いたDynamic MRAにおいて、複数の時相の画像から動脈相を撮像後、簡易に(瞬時に)抽出可能とする。

【解決手段】 3次元計測空間において、3次元ダイナミック計測を実行し、この際、各時刻における計測データ信号値のk空間原点をそれぞれ抽出し該信号値の経時変化をグラフ出力する手段と前記グラフよりある閾値に達した時間のk空間原点を含む時間の3次元データセットを自動抽出する手段を設けたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【選択図】 図1

特願 2003-069530

ページ: 1/E

出願人履歴情報

識別番号

[000153498]

1. 変更新年月日

1990年 8月10日

[変更理由]

新規登録

住所

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

氏名

株式会社日立メデイコ